

SU1674798

Publication Title:

DEVICE FOR ANALYZING PHOTOPLETHYSMOGRAPHIC SIGNALS

Abstract:

Abstract not available for SU1674798 Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

Courtesy of <http://v3.espacenet.com>



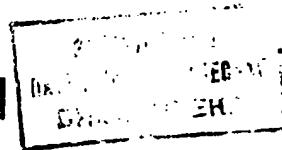
СОЮЗ СОВЕТСКИХ СОЦИАЛИСТИЧЕСКИХ РЕСПУБЛИК

(19) SU (20) 1674798 A1

(51)5 A 61 B 5/02

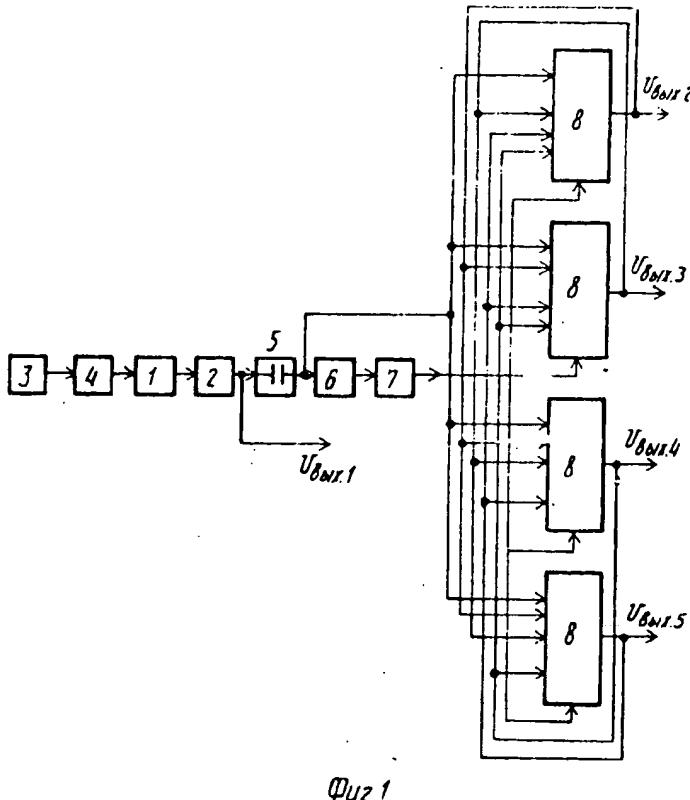
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ КОМИТЕТ
ПО ИЗОБРЕТЕНИЯМ И ОТКРЫТИЯМ
ПРИ ГННТ СССР

ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ Н А В Т О Р С К О М У С В И Д Е Т Е Л С Т В У



(21) 4652693/14
 (22) 20.02.89
 (46) 07.09.91. Бюл. № 33
 (71) Смоленский филиал Московского
 энергетического института
 (72) А.М.Ковалев, В.В.Круглов,
 В.С.Горьков, Н.Я.Молоканов
 и С.Р.Кривко
 (53) 615.47(088.8)
 (56) Автобское свидетельство СССР
 № 278956, кл. А 61 В 5/02, 1968.

(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ АНАЛИЗА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА
(57) Изобретение относится к медицине и предназначено для исследования периферического кровообращения в различных органах и тканях. Цель изобретения - повышение точности диагностики ранних функциональных и морфологических изменений в микроциркулярном русле путем обеспечения адаптивной подстройки фильтров



(19) SU 1674798 A1

к спектру анализируемого сигнала. Устройство содержит фотоприемник 1, усилитель 2 постоянного тока, источник 3 света, блок 4 выделения переменной составляющей, преобразователь

6 период - напряжение, преобразователь 7 напряжение - световой поток, оптически управляемые фильтры 8, 2 з п.ф-лы, 2 ил.

10

Изобретение относится к медицинской технике, в частности к приборам функциональной диагностики, и может быть использовано для исследования периферического кровообращения в различных органах и тканях человека и в патологических состояниях.

Целью изобретения является попытка измерения периферической артерии функциональных и гемодинамических изменений в периферическом русле путем обесцвечивания аддитивной подстройки фильтров в спектрум анализируемого сигнала.

На фиг. 1 представлена функциональная схема устройства; на фиг. 2 - принципиальная схема блока преобразования напряжение - световой поток и блока оптически управляемого фильтра.

Устройство для изучения фотоплетизиометрического сигнала содержит соединенные последовательно фотоприемник 1 и усилитель 2 постоянного тока, а также источник 3 света, оптически связанный с фотоприемником 1, биот-объект 4, блоки 5 выделения переменной составляющей, преобразователь 6 период - напряжение и преобразователь 7 напряжение - световой поток, а также N оптически управляемых фильтров 8, управляющий вход которых оптически связан с выходом преобразователя 7 напряжение - световой поток, их первые входы соединены с выходом блока 5 выделения переменной составляющей, а выход каждого из них - с дополнительными входами остальных N-1 оптически управляемых фильтров 8.

Блок 7 преобразования напряжение - световой поток содержит усилитель 9, инвертирующий вход которого через первый резистор 10 подключен к источнику спорного напряжения (не показан), через первый фоторезистор 11 - к входной клемме,

а выход через второй резистор 12 и источник 13 света, оптически связанный с фоторезистором 10, - к общейшине.

Оптически управляемый фильтр 8 содержит усилитель 14, выход которого соединен с выходной клеммой, через первый резистор 15 с обратной связью - со своим инвертирующим входом, через включенные параллельно резисторы 16 - с N-1 дополнительными входами оптически управляемого фильтра 8, через последовательно включенные второй фоторезистор 17 и емкость 18 - с неинвертирующим входом усилителя 14, а через параллельно включенные третий фоторезистор 19 и емкость 20 - с общей шиной. Фоторезисторы 17 и 19, оптически связаны с выходом преобразователя 7 напряжение - световой поток.

Источник 13 света и все фоторезисторы устройства выполняются в единой микросборке.

Устройство работает следующим образом.

При исследовании кровообращения в различных органах и тканях человека источник 3 света и фотоприемник 1 укрепляют на изучаемом участке тела. Световой поток от источника 1, пронизывая исследуемый объект, попадает на фотоприемник 1, выходной сигнал которого через усилитель 2 постоянного тока поступает на первую выходную клемму устройства.

Переменная составляющая этого сигнала подается на первые входы оптически управляемых фильтров 8.

Реализованный по указанной на фиг. 2 структуре оптически управляемый фильтр позволяет получить малый уровень искажений полезного сигнала на низких и средних частотах.

Цепь, состоящая из преобразователя 6 период - напряжение и преобразователя 7 напряжение - световой поток, позволяет осуществить автоматическую

перестройку частот избирательных усилителей. На выходе преобразователя 6 формируется напряжение U_6 , пропорциональное периоду входного сигнала T_{bx} :

$$U_6 = K_1 T_{bx}$$

где K_1 - коэффициент пропорциональности.

Это напряжение в преобразователе 7 преобразуется в световой поток, а затем в величину фоторезисторов всех четырех усилителей, и изменяется она в соответствии с изменением периода входного сигнала.

При наличии большого коэффициента усиления операционного усилителя преобразователя 7 напряжение - световой поток его входной ток, равный разности токов, один из которых обусловлен наличием опорного источника U_0 , а другой определяется выходным напряжением преобразователя 6 период-напряжение, практически равен нулю (полярность U_0 выбирается обратной по отношению к полярности U_6). Тогда

$$\frac{U_0}{R_1} = \frac{U_6}{R_2}$$

где R_1 - сопротивление резистора, связанного с опорным источником,

R_2 - сопротивление фоторезистора.

Отсюда

$$R_2 = R_1 \frac{U_6}{U_0} = K \cdot T_{bx}$$

где T_{bx} - период входного сигнала.

Частота настройки для каждого усилителя определяется соотношением

$$\omega = \frac{1}{RC}$$

где R - величина сопротивления фоторезисторов последовательно-параллельной RC-цепи.

Поскольку фоторезистор и светоизлучатель масштабного блока и фоторезисторы последовательно-параллельных RC-цепей выполняются в виде одной интегральной микросборки (например 03П-8), то отсюда следует что частота настройки для каждого усилителя пропорциональна величине, обратной периоду входного сигнала

$$(U) \propto \frac{1}{T_{bx}}$$

5 Величины емкостей (они одинаковы для каждой RC-цепи) в усилителях оптически управляемых фильтров 8 выбираются постоянными, изменяясь обратно пропорционально номерам этих усилителей. Так, во втором усилителе 14 первого оптически управляемого фильтра величина емкостей соответствует частоте первой гармоники. Во втором фильтре 8 она выбирается в два раза меньше, в третьем - в 3 раза меньше, в четвертом 11 - в $\frac{1}{4}$ раза меньше величины емкостей по сравнению с усилителем первого блока и т.д.

20 Следовательно, предлагаемое устройство автоматически адаптируется под частоты гармонических составляющих исходного сигнала.

Как отмечено, фаза гармонического сигнала на выходе каждого усилителя переменного тока отличается ровно на 180° от фазы данной гармоники, содержащейся в исходном сигнале. Поэтому подачей выходного сигнала каждого усилителя на суммирующие входы всех остальных производится вычитание из входного сигнала "посторонних" для каждого избирательного усилителя гармоник, что позволяет значительно снизить требования к качеству избирательности.

40 Таким образом, предлагаемое устройство позволяет получить сигналы, пропорциональные амплитудам, например, первых четырех гармоник пульсаций кровотока в сосудах человека, что дает возможность значительно повысить диагностическую значимость ФПГ метода исследования кровообращения.

Ф о р м у л а и з о б р е т е н и я

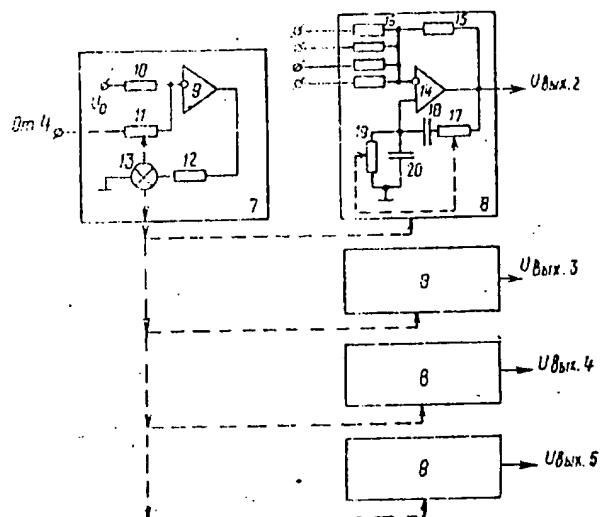
1. Устройство для анализа фотоплетизмографического сигнала, содержащее соединенные последовательно фотоприемник и усилитель постоянного тока, а также источник света, оптически связанный с фотоприемником, отличающееся тем, что, с целью повышения точности диагностики ранних функциональных и морфологических изменений в микроциркулярном русле путем обеспечения адап-

тивной подстройки фильтров к спектру анализируемого сигнала, в него введены соединенные последовательно блок выделения переменной составляющей, 5 преобразователь период - напряжение и преобразователь напряжение - световой поток, а также N оптически управляемых фильтров, управляющие входы которых оптически связаны с выходом преобразователя напряжение - световой поток, первые входы соединены с выходом блока выделения переменной составляющей, а выход каждого из них - с дополнительными входами остальных N-1 оптически управляемых фильтров.

2. Устройство по п.1, отличающееся тем, что блок преобразования напряжение - световой поток содержит усилитель, инвертирующий вход которого через первый резистор подключен к источнику опорного напряжения, через первый фото-

резистор - к входной клемме, а выход через второй резистор и источник света, оптически связанный с фоторезистором, - к общей шине.

3. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что оптически управляемый фильтр содержит усилитель, выход которого соединен с выходной клеммой, через первый резистор обратной связи - со своим инвертирующим входом, и через включенные параллельно резисторы - с дополнительными входами управляемого фильтра, через последовательно включенные второй фоторезистор и емкость - с неинвертирующим входом усилителя, а через параллельно включенные третий фоторезистор и емкость - с общей шиной, фоторезисторы оптически связаны с выходом преобразователя напряжение - световой поток.



Фиг.2

Составитель Б.Фигурин

Редактор В.Бугренкова

Техред М.Моргентал

Корректор А.Обручар

Заказ 1076

Тираж

Подписьное

ВНИИПИ Государственного комитета по изобретениям и открытиям при ГКНТ СССР
113035, Москва, Ж-35, Раушская наб., д. 4/5

Производственно-издательский комбинат "Патент", г.Ужгород, ул. Гагарина, 101